

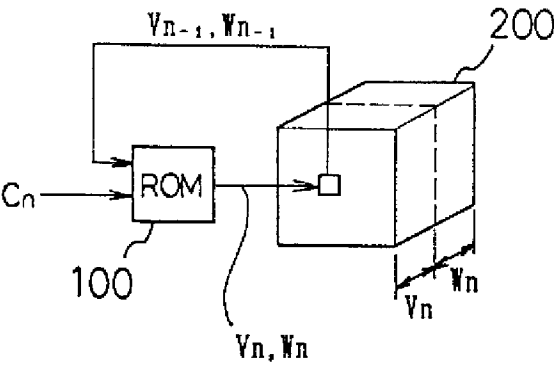
(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/06		7807－4C		
G 0 1 P 5/00	C	7907－2F		
13/00	D	8708－2F		

審査請求 未請求 請求項の数 3 (全 24 頁)

(21)出願番号	特願平4－205141	(71)出願人	000003078 株式会社東芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
(22)出願日	平成 4 年(1992) 7 月31日	(72)発明者	佐藤 武史 栃木県大田原市下石上1385番の 1 株式会 社東芝那須工場内
(31)優先権主張番号	特願平3－192195	(74)代理人	弁理士 三好 秀和 (外 1 名)
(32)優先日	平 3 (1991) 7 月31日		
(33)優先権主張国	日本（J P）		

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】
【目的】 超音波によりX線透視と等価なイメージングが行えるとともに、簡素な回路構成で操作性及び信頼性の高い超音波診断装置を提供することにある。
【構成】 ROM100と1枚のフレームメモリ200とを用い、フレームメモリ200へのデータ書込み時に、ROM100にて超音波の3次元アンジオグラム像を合成することにより、通常のBモード断層像及びカラー血流像と同時に3次元アンジオグラム像をともにリアルタイムで表示できることを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波走査面が3次元空間内で変化するよう移動可能な超音波プローブと、この超音波プローブを駆動して得た受波信号より超音波走査面毎に断層像情報及び血流分布像情報を作成する手段と、超音波走査面毎に作成される血流分布像情報を順次重畳して記憶する記憶手段と、超音波走査面毎に作成される断層像情報に前記記憶手段に記憶された血流分布像情報を重畳した画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 超音波走査面が3次元空間内で変化する移動可能な超音波プローブと、この超音波プローブを駆動して得た受波信号より超音波走査面毎に断層像情報及び血流分布像情報を作成する手段と、超音波走査面毎に作成される血流分布像情報を順次重畳して記憶する記憶手段と、超音波走査面毎に作成される断層像情報に超音波走査面毎に作成される血流分布像情報を重畳した画像を表示するとともに、超音波走査面毎に作成される断層像情報に前記記憶手段に記憶された血流分布像情報を重畳した画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 超音波走査面毎に作成される血流分布像情報を順次重畳して記憶する前記記憶手段の重畳位置を、超音波走査面の位置情報に基づき補正する手段を備えたことを特徴とする請求項1または2記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、被検体に対して超音波を送波するとともに、送波方向を一平面内で走査し、その反射波に基づいて前記平面の断層像及び血流分布像を作成する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来のこの種の超音波診断装置としては、超音波ドブラ法とパルス反射法とを併用することにより1つの超音波プローブで血流分布像と断層像（Bモード像）とを求め、モノクロの断層像にカラーの血流分布像を重ねて表示し、リアルタイムで血流情報を表示する装置がある。この装置は、超音波血流イメージング装置として知られているものであるが、超音波プローブから送波される超音波ビームに対し一平面内を走査するため、血流分布像や断層像はその走査面についての画像である。従って、血管が3次元的に曲っている場合には、表示画面上に走査面についての超音波画像しか現われず、超音波の走査面以外の血管の部分のイメージングができないという不具合があった。なお、超音波プローブの向きを変えたり、位置を移動することにより、走査面を変えれば、他の部分のイメージングは可能であるが、各イメージング画面においては各走査面毎の血流の一部分の断片的な画像しか表示されず、血流全体の様子を把

握することが困難である。

【0003】そこで、従来、血流全体の様子を把握したい場合には、X線診断装置を用いて被検体をX線透視によりアンギオ撮影し、ある3次元のデータを全部含んだ形で血管を画像表示することが主流となっていた。

【0004】しかし、X線診断装置は、超音波診断装置と比較してシステム構成がおおがかりであり、またX線を利用するものであるため、取扱い上でも種々制約があることから、簡便に取扱える超音波診断装置でX線透視と等価なイメージングを行うことが要求された。

【0005】このような観点で本願出願人は、特願平2-401139号にて、超音波の複数断面をフレームメモリにそれぞれ記憶し、読み出し時に断面の位置に応じた重み付けをして全ての断面を加算することで、位置に応じて輝度を異ならせて遠近感を表現し、これにより血管の3次元的な観察を可能にすることを提案した。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、本願出願人が先に提案した構成の超音波診断装置の場合には、超音波の複数断面の各データを記憶後、読出す際に3次元アンジオグラム（Angiogram）像の合成を行うため、メモリ容量を大容量にしなければならず、回路規模を更に小さくする観点で不利であった。

【0007】本発明は、上記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、超音波によりX線透視と等価なイメージングが行なえるとともに、簡素な回路構成で操作性及び信頼性の高い超音波診断装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するため、本発明の第1発明は、超音波走査面が3次元空間内で変化するよう移動可能な超音波プローブと、この超音波プローブを駆動して得た受波信号より超音波走査面毎に断層像情報及び血流分布像情報を作成する手段と、超音波走査面毎に作成される血流分布像情報を順次重畳して記憶する記憶手段と、超音波走査面毎に作成される断層像情報に前記記憶手段に記憶された血流分布像情報を重畳した画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0009】また、本発明の第2発明は、超音波走査面が3次元空間内で変化する移動可能な超音波プローブと、この超音波プローブを駆動して得た受波信号より超音波走査面毎に断層像情報及び血流分布像情報を作成する手段と、超音波走査面毎に作成される血流分布像情報を順次重畳して記憶する記憶手段と、超音波走査面毎に作成される断層像情報に超音波走査面毎に作成される血流分布像情報を重畳した画像を表示するとともに、超音波走査面毎に作成される断層像情報に前記記憶手段に記憶された血流分布像情報を重畳した画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0010】更に、本発明の第1又は第2発明において、超音波走査面毎に作成される血流分布像情報を順次重畳して記憶する前記憶手段の重畳位置を、超音波走査面の位置情報に基づき補正する手段を備えたことを特徴とするものである。

【0011】

【作用】本発明にあっては、例えば図1に示すようにカラーモニタ300の左画面300A上に3次元アンギオ像400を、その右画面300B上にカラー血流像450を共にリアルタイムで表示できるようにすることにある。

【0012】そこで、本発明の第1及び第2の各発明の構成にあっては、例えば図2に示すようにROM100と1枚のフレームメモリ200を用いて3次元アンギオグラム像を以下のアルゴリズムで作成することになる。但し、 C_n ：現在の血流速度を示すデータ、 V_n ：現在の透視像データ、 V_{n-1} ：1フレーム前の透視像データ、 W_n ：現在のディプス(depth)データ、 W_{n-1} ：1フレーム前のディプスデータ、 C_{th} ：血流速度から真に血流かどうかを判定するためのパラメータである。なお、初期値は、 $V_0 = W_0 = 0$ とする。

【0013】if abs (C_n) < C_{th} h

then

$V_n = V_{n-1}$

$W_n = W_{n-1} + 1$

if $W_n > 63$

then

$V_n = 0$

$W_n = 0$

endif

else

$V_n = C_n$

$W_n = 1$

endif

まず、ROM100は、1フレーム毎に C_n を受けた時、そのフレームにおいて血流のデータの有無を判定する。

【0014】abs (C_n) < V_{th} の時か、血流データが無い場合である。

【0015】この時は、フレームメモリ200に古いデータを書込みdepthを1増やす。

【0016】また、血流データが有る場合、即ち、abs (C_n) $\geq C_{th}$ の時は、フレームメモリ200に最新のデータを書込み、depthを1とする。

【0017】上述した動作を各ピクセル毎にサイクリックに行うことにより、1枚のフレームメモリ200へのデータ書込み時に3次元アンギオグラム像を作成することができる。従って、フレームメモリ200から表示のために読み出されたデータを図示しないモニタへ加えることにより、そのモニタ上に超音波による3次元アンジ

オグラム像を表示することができる。これによりフレームメモリのメモリ容量を大容量にしなくて済む。

【0018】特に、第2発明の構成であれば、超音波プローブを走査面に交差する方向に回転させた場合に生じる3次元アンギオグラム像での血管位置の誤差を補正することが可能となる。

【0019】

【実施例】図3、本発明が適用された第1実施例の超音波診断装置の回路構成を示すブロック図である。

【0020】この第1の実施例の超音波診断装置は、システムコントローラ1をシステム全体の制御中枢として、超音波プローブ2、送信系3、受信系4、Bモード処理系5、CFM(カラーフローマッピング)処理系6、表示系7、操作スイッチ8等を有している。

【0021】そして超音波プローブ2は、セクタ式電子走査型のもので、1列に配列された多数の超音波振動子からなり、各振動子に与える電圧のタイミングを変えることにより超音波ビームを扇状に走査することや、フォーカスさせることができる。また、超音波走査面が3次元空間内で変化するように制御可能なものである。

【0022】送信系3は、パルス発生器3A、送信遅延回路3B、パルサ3Cを備えている。この送信系3において、パルス発生器3Aは、レートパルスを発生し、このレートパルスを送信遅延回路3Bへ送出する。送信遅延回路3Bは、パルス発生器3Aより受けたレートパルスに対し、所定方向へ超音波ビームを集束させるべく振動子毎に所定の遅延時間を与え、この遅延レートパルスをパルサ3Cへ送出する。パルサ3Cは、送信遅延回路3Bから受けた遅延レートパルスに基づき超音波プローブ2の各々の振動子を所定回数だけ繰り返し駆動する。

【0023】このような送信系3により超音波プローブ2が送信駆動されると、超音波プローブ2から図示しない被検体に送波される超音波パルスは、被検体で流動する血流によるドブラ偏移をとまう受信信号となり、超音波プローブ2の同一振動子で受波される。

【0024】この超音波の送受波で得た受信信号が加わる受信系4は、プリアンプ4A、受信遅延回路4B、加算器4Cを備えている。この受信系4において、プリアンプ4Aは、上記受信信号を所定のレベルまで増幅し、増幅された受信信号を受信遅延回路4Bへ送出する。受信遅延回路4Bは、プリアンプ4Aより受けた増幅後の受信信号に対し送信遅延回路3Bで与えた遅延時間を基に戻すような遅延時間を振動子毎に与える。加算器4Cは、受信遅延回路4Bを通した各振動子からの受信信号を加算合成する一方、その加算合成出力をBモード処理系5とCFM処理系6へとそれぞれ送出する。

【0025】Bモード処理系5は、対数増幅器5A、包絡線検波回路5B、A/D変換器5Cを備えていて、システムコントローラ1の制御下で次のような処理を行

う。即ち、Bモード処理系5において、対数増幅器5Aは、上記加算器4Cから受けた合成受信信号を対数増幅し、包絡線検波回路5Bへ送出する。包絡線検波回路5Bは、対数増幅器5Aより受けた合成受信信号について包絡線を検波し、この検波出力をA/D変換器5Cへ送出する。従って、A/D変換器5Cにおいて包絡線検波回路5Bからの検波出力をデジタル信号に変換し、断層像エコー（白黒Bモード像）として表示系7へ出力することになる。

【0026】一方、CFM処理系6は、位相検波回路6A、A/D変換器6B、MTI処理系6C、自己相関器6D、演算部6Eを備えていて、システムコントローラ1の制御下で次のような処理を行う。即ち、CFM処理系6において、位相検波回路6Aは、上記加算器4Cからの受信信号を受けて、この受信信号に対し直交位相検波し、図示しないローパスフィルタにより高周波数成分を除去してドプラ偏移信号、即ち血流像のためのドプラ検波出力を得る。このドプラ検波出力には血流情報以外に心臓の壁等のように動きの遅い物体からの不要な反射信号（クラッタ成分）も含まれている。そこで、互にド

プラ検波出力を、A/D変換器6Bによってデジタル信号に変換し、MTIフィルタ6Cを通す。ここで、MTIとは、レーダで使用されている技術で、Moving-Target-Indicatorの略であり、移動目標だけをドプラ効果を利用して検出する方法である。従って、MTIフィルタ6Cは、所定回数繰り返し送波したレートパルスにおける同一ピクセル間の位相変化により血流の動きを検出し、クラッタを除去することになる。

【0027】このクラッタを除去した信号を周波数分析するため、MTIフィルタ6Cの次段に自己相関器6Dがあり、この自己相関器6Dは、2次元の多点数分析をリアルタイムで行う機能構成のものであって、FFT法によるものよりも演算数が少なくても済むものである。

【0028】この自己相関器6Dの次段の演算部6Eは、平均速度演算部、分散演算部、パワー演算部を有している機能構成のものである。そして、この自己相関器6Dにおいて、平均速度演算部は平均ドプラシフト周波数 f_d を求め、分散演算部は分散 σ^2 を求め、パワー演算部はトータルパワーTPを求める。なお、トータルパワーTPは、血流から散乱エコーの強度に比例するがMTIフィルタ6Cのカットオフ周波数以下に相当する移動物体からのエコーが除かれている。このようにして得られる血流情報は表示系7へ出力することになる。上述したようにBモード処理系5及びCFM処理系6の出力が加わる表示系7は、Bモード用DSC（デジタル・スキャン・コンバータ）7A、CFM用DSC7B、カラー処理回路7C、D/A変換器7D、カラーモニタ7Eを備えている。この表示系7において、CFM用DSC7Bは、図4に示すように座標変換コントロール回路10、複数の入力バッファ11、補間演算回路12、フ

レームメモリ(A)13、アンジオグラム演算回路14、フレームメモリ(B)15を備え、実線で示す如くデータが流れ、また点線で示す如く制御信号が流れる。即ち、図2の回路構成では、CFM処理系6より入力された速度データ(6ビット)は、複数の入力バッファ11にラスタ毎に切替えられて入力される。座標変換コントロール回路10は、極座標から直交座標への変換制御を行い各入力バッファ11からの読み出しアドレス、補間係数、フレームメモリへの書き込みアドレスを与える。上記制御により各入力バッファからのデータに対し補間演算回路12にて補間演算を行って、この演算後のデータをフレームメモリ(A)13に書込む。これと同時にそのデータをアンジオグラム演算回路14へも送出する。アンジオグラム演算回路14は、図2のROM100に相当するもので、図2に従って説明したように処理動作がなされる。

【0029】例えば、補間データを C_n (6ビット、 $-32 \sim +31$)、演算によりフレームメモリ(B)に書込むデータを V_n (6ビット、 $-32 \sim +31$)、 W_n (6ビット、 $0 \sim +63$)、書込む前のフレームメモリ(B)の、書込むアドレスと同じアドレスから読み出したデータを、 V_{n-1} (6ビット、 $-32 \sim +31$)、 W_{n-1} (6ビット、 $0 \sim +63$)とすると、まず、アン

ジオグラム演算回路14は、1フレーム毎に C_n を受け、そのフレームにおいて血流データの有無を判定する。この判定は、 $\text{abs}(C_n)$ と C_{th} との比較で行う。

【0030】なお、 C_{th} は、ノイズを除去するためのパラメータで4程度である。

【0031】血流データが無い場合、即ち、 $\text{abs}(C_n) < C_{th}$ の時、

$$V_n = V_{n-1}$$

$$W_n = W_{n-1} + 1$$

$$\text{if } W_n > 63$$

then

$$V_n = 0$$

$$W_n = 0$$

endif

という処理を行い、フレームメモリ(B)に古いデータを書込む。これは各ピクセル毎に個々に行う。

【0032】また、血流データが有る場合、即ち、 $\text{abs}(C_n) \geq C_{th}$ の時は、

$$V_n = C_n$$

$$W_n = 1$$

endif

という処理を行い、フレームメモリ(B)に最新のデータを書込む。これも各ピクセル毎に個々に行う。

【0033】このような処理は、256K×16ビットのROMで実現できる。

【0034】また、アンジオグラム演算回路14は、図

5に示すように絶対値回路140、第1及び第2の混合器142A、142B、コンパレータ144、第1及び第2のアンドゲートユニット146A、146B、+1加算器148を備えた論理回路で構成することができる。この論理回路の構成の場合、現在の血流速度を示す6ビットデータ C_n を絶対値回路140に入力し、1フレーム前の6ビットの透視像データ V_{n-1} を第1のアンドゲートユニット146Aに直接入力し、1フレーム前の6ビットのディプスデータ W_{n-1} を+1加算器148に入力する。また、血流速度から真に血流かどうかを判定するためのパラメータ C_{th} を5ビットデータで与えたコンパレータ144において、絶対値回路140からの5ビットデータの C_n の絶対値を受けて、 C_{th} との比較を行い、この比較結果に従って第1及び第2の混合器142A、142Bを制御動作させる。更に第1の混合器142Aには、現在の血流速度を示す6ビットのデータ C_n を与え、また第2の混合器142Bにはシステムコントローラ1から6ビットの制御データを与える。この際、第1及び第2のアンドゲートユニット146A、146Bでは、+1加算器148からのオーバーフロービットOVFを受けて $W_{n-1}+1$ が63を越えたら現在のディプスデータ W_n 及び現在の血流速度を示すデータ C_n を0にするゲート処理がなされるため、第1の混合器142Aからは現在の透視像データ V_n が、また第2の混合器142Bからは現在のディプスデータ W_n がそれぞれ血流データの有無に応じて図2に従って説明したように変化され、次段のフレームメモリ(B)15に書込まれる。

【0035】上述したようにアンジオグラム演算回路14によって V_n 、 W_n をフレームメモリ(B)15に書込まれる際、その書込みは、あるアドレスについて、1回の超音波スキャンで1回しか行われないものとする。換言すれば、フレームメモリ(B)15は、1フレームの遅延素子として働くものとする。

【0036】以後、フレームメモリ(A)13からTVの走査方向に読出された表示用Vデータとフレームメモリ(B)15からTVの走査方向に読出されたアンジオデータは、BモードDSC7Aから同様にTVの走査方向に読出された表示用Bデータとともにカラー処理回路7Cに入力され、カラーモニタ7Eを表示するためのカラー処理に供される。

【0037】なお、表示用Vデータ、アンジオデータ、表示用Bデータのそれぞれは、カラーモニタ7Eに表示された場合、図6のような領域に表示されるものとする。

【0038】例えば、表示用Bデータは、図6(a)のように全く同じ画像が画面の右半分と左半分にリアルタイム像として表示される。

【0039】表示用データVは、図6(b)のように画面の左半分に表示される。

【0040】アンジオデータは、図6(c)のように画面の右半分に表示される。

【0041】この関係としたとき、画像処理回路7Cでは、3種類のデータを重ね合わせて図6(d)のように、画面の右半分ではBデータとアンジオデータとの表示を行い、また画面の左半分ではBデータとVデータとの表示を行う。

【0042】次に、表示の色付けをカラー処理回路7Cにてどのように行うかについて説明する。

10 【0043】図7は、カラー処理回路7Cのブロック図を示しており、同図に示すように、表示用Bデータの色付け表示のため色付けROM16群、表示用Vデータの色付け表示のための色付けROM17群、アンジオデータWの非線階調変換用のROM18、アンジオデータVの色付け表示のための色付けROM19群、混合器20、21を備えており、混合器21の出力をD/A変換器7D群によりアナログの赤色(R)、緑色(G)、青色(B)の色信号に変換してカラーモニタ7Eに送出することができるものである。

20 【0044】このカラー処理回路7Cにおいて、色付けROM16群では、表示用Bデータを白黒で表現するための処理を行う。但し、同じピクセルの場所にVデータまたはアンジオデータがある場合は、V、アンジオデータの表示を優先させる。

【0045】色付けROM17群では、Vデータに対応して図8(a)や(b)のような色付けを行う。

【0046】色付けROM19群では、アンジオデータについて、3次元位置情報Wと、1番表の速度情報Vを同時に表示したり、又は3次元位置情報Wのみを表示するための処理を行う。

30 【0047】まず、WとVを同時に表示する場合は、図9のように色付けを行う。

【0048】つまり、血流の方向、速度については図8(a)のような色付けを行い、更に3次元情報として緑を加算する。

【0049】流速の情報が不要で、血管の3次元構造のみを見たい場合は、Wのみの表示で十分である。そこで、この色付けの場合には、Wの値と、Vの符号のみを用いて図10のように表示する。

40 【0050】血流の方向の情報も必要なければ図11のようにしてもよい。

【0051】このようなことから、本発明の第1実施例によれば、簡素な回路構成で超音波によりX線透視と等価なイメージングを行える。しかも、リアルタイムで、従来のカラードブラ像と断層像を見ながら、以前のある時点から現在までの血流を重ね合せた超音波アンジオグラム像を見ることができるので、スキャンに失敗したり、思うような超音波アンジオグラム像が得られなかった場合に、即座に分かりすぐにやりなおせる。これによりアンジオグラム構成をする際の操作性と信頼性が向上

したものとなる。

【0052】また、図3に示した本発明の第1実施例の構成を基本として、図12、図13、図14に、それぞれ示すように変形してもよい。即ち、本発明の第1実施例ではBモード用DSC7A及びCFM用DSC7Bに入力するデータは、現在スキャンして得られるデータであるとして説明したが、図12に示す第1変形例のようにBモードDSC7Aの前段にBモード用イメージメモリ500を、また、CFM用DSC7Bの前段にCFM用イメージメモリ600をそれぞれ設け、各イメージメモリ500、600においてDSCに入力する前のデータを大容量メモリに数十～数百フレーム分取込めるよう記憶しておき、スキャン終了後に、各イメージメモリ500、600から同様なアンジオグラム表示を行うこともできる。

【0053】また、本発明の第1実施例では、アンジオグラムに重ねて表示するBモードは、常に最新のフレームの画像であったが、重ねて表示するBモードはそれ以外にも以下のような画像でもよい。

【0054】例えば、図13に示す第2変形例のようにBモード用DSC7Aの前段にシステムコントローラ1により開閉操作し得るスイッチ30を設ける。そして、このスイッチ30は、操作スイッチ8によって操作者が指定した時相のBモード画像をそれ以降のBモード用DSC7Aへの書込みを停止できるようシステムコントローラ1により開放される。これによりBモード用DSC7Aでは常にその時相のBモード画像を記憶しておくことになり、アンジオグラムは、このBモード画像と合成するものとなる。

【0055】また、図14に示す第3変形例では、図16に示すようにnフレームよりも1フレーム分だけ余分な(n+1)枚のフレームメモリ74-1～74-(n+1)を持ち、Bモード処理系5から第1混合器70に入力されたBモードデータをフレームメモリ74-1～74-(n+1)で切換えて第2混合器72からカラー処理回路7Cへ出力する如くのBモード用DSC7Fを用い、これにより常にnフレーム前のBモード画像と合成することができるものとされている。

【0056】また、図15に示す第4変形例では、Bモード用DSC7Aの前段に、図17に示すようにnフレームよりも1フレーム分だけ余分な(n+1)枚のイメージフレームメモリ76-1～76-(n+1)を持ち、Bモード処理系5から第1混合器78に入力されたBモードデータをフレームメモリ76-1～76-(n+1)で切換えて第2混合器80からBモード用DSC7Aへ出力する如くのBモード用イメージメモリユニット7000を用い、これにより常にnフレーム前のBモード画像と合成することができるものとされている。

【0057】次に、本発明が適用された第2実施例の超音波診断装置について図18に基づき説明する。

【0058】この第2実施例において、前述した第1実施例と相違する点は、超音波プローブとして、超音波走査面が3次元空間内で変化するように制御可能であり、かつその超音波走査面について位置検出回路9にて位置情報を検知し、この位置情報を参照して処理動作するようになされたCFM用DSC7Hを備えている点にある。

【0059】この場合、CFM用DSC7Hは、位置検出回路9で得られた位置情報が図19に示すように、座標変換コントロール回路10、アンジオグラム演算回路14にそれぞれ入力され、これによりアンジオグラム演算回路14において、以下のように処理が行われる。但し、位置情報を Z_n として1～63の6ビットで与えられるものとする。

【0060】まず、アルゴリズムをここで記す。

【0061】if $\text{abs}(C_n) \geq C_{th}$ and $Z_n \geq W_{n-1}$

then

$V_n = C_n$

$W_n = Z_n$

else

$V_n = V_{n-1}$

$W_n = W_{n-1}$

endif

(初期値 $V_0 = W_0 = 0$)

このような処理は、図20に示すように絶対値回路140、第1及び第2の混合器142A、142B、第1及び第2のコンパレータ144、149を備えた論理回路でも行える。即ち、図20においては、現在の血流速度を示す6ビットデータ C_n を絶対値回路140に入力し、この絶対値回路140からの5ビットデータの C_n の絶対値と血流速度が真に血流かどうかを判定するためのパラメータ C_{th} の5ビットデータとの比較を第1のコンパレータ144で行う一方、位置情報を示す6ビットデータ Z_n と1フレーム前の6ビットのディプスデータ W_{n-1} との比較を第2のコンパレータ149で行い、各コンパレータ出力のAND成立の有無に応じて第1及び第2の混合器を制御動作させる。更に、第1の混合器142Aには、現在の血流速度を示す6ビットのデータ C_n と1フレーム前の6ビットの透視像データ V_{n-1} とを入力し、また第2の混合器142Bには、位置情報を示す6ビットデータ Z_n と1フレーム前のディプスデータ W_{n-1} とを入力するので、第1の混合器142Aからは現在の透視像データが、また第2の混合器142Bからは現在のディプスデータ W_n がそれぞれ血流データの有無に応じて図2に従って説明したように変化され、次段のフレームメモリ(B)15に書込まれる。

【0062】一方、座標変換コントロール回路10では、位相情報により超音波プローブ2を図21に示す操作面A、B、Cに対し交差する方向の場合に、図22に示す如く生じる誤差を補正する制御信号を出力すること

ができる。

【0063】このようなことから、本発明の第2実施例においても本発明の第1実施例同様に処理を行えると同時に超音波像上の血管の位置ずれを解消することができる。

【0064】また、図18に示した本発明の第2実施例の構成を基本として、図23、図24、図25、図26、図27にそれぞれ示すように変形してもよい。

【0065】即ち、本発明の第2実施例の第1変形例では、図23に示すように、図12の構成に、位置検出回路9とイメージメモリの各画像に対応する位置データを記憶する位置情報記憶メモリ700を持つことで、スキャン終了後に、Bモード用イメージメモリ500及びCFM用イメージメモリ600からの各データでアンジオグラム表示を行うことができる。

【0066】また、本発明の第2実施例の第2変形例では、図24に示すように、図13の構成に、位置検出回路9を設けたものである。また、本発明の第2実施例の第3変形例では、図25に示すように図14の構成に、位置検出回路9を設けたものである。また、本発明の第2実施例の第4変形例では、図26に示すようにイメージフレームメモリを含むBモード用DSC7Gを用いて図15と等価な構成に、位置検出回路9を設けたものである。このような第2～第4の各変形例では、本発明の第1実施例の対応する変形例同様にBモード合成を行うことができる。

【0067】また、本発明の第2実施例の第5変形例では、あらかじめどの位置でのBモード像を表示するのかを決めておき、その位置のスキャンが行われたとき、図27の構成においてBモード用DSC7Aへの書込みを行う。これにより所定の位置とのBモード合成が可能である。なお、どの位置でのBモード像を表示するかを決めるのは、操作スイッチ8により又は中央の位置等とすることができる。

【0068】以上、本発明の実施例について基本構成及び変形例を種々述べたが、本発明はそれらに限定されるものではない。

【0069】例えば、3次元位置情報Wを表示する前に、図7のROM18により非線形の階調変換を行うことで、アンジオ成分の範囲を例えば図28のように現在から32フレーム間の合成の如く64フレームの半分まで小さくしたり、図29のように新しいフレームの3次元情報の表現能力を高める如くWの色付けを変えたりすることができる。この際、血管が多数ある場合は、たくさんの画像からアンジオ表示を行うと画面が血管で埋ってしまい、Bモード画像がかくれてしまう。これにより、血管とBモード画像からの組織像との関係が良く見えなくなってしまう場合がある。このような場合に、ROM18によって3次元合成するフレームの枚数を少なくすることによって、Bモードに近接する血管のみを表

示することが可能である。但し、ROM18によって、出力 $W' = 0$ となった点は $MU \times 21$ によってBデータと合成されると、Bデータが表示される。なお、 $W' \neq 0$ の時はアンジオデータの表示となる。ここでの各処理は、超音波プローブ2の位置検出は行わない。アンジオグラムは現在のフレームから63フレーム前までの64フレームの合成で構成する。そして、この表示は新しいフレームが上になるように重ねるセクタスキャンとする。

【0070】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、超音波プローブをその走査面が3次元空間内を変化するように移動させる際、最新の走査フレームの断層像及び血流分布像を重ねてリアルタイムで表示すると同時に、超音波走査フレームからそれ以前のある超音波走査フレームまでの血流分布を新しい超音波走査フレームの血流分布が上になるように重ねて、血流情報とこの血流情報を採取した超音波走査フレームの情報を記憶し、この血流情報と超音波走査フレーム情報を、最新の超音波走査フレームの断層像に重ねてリアルタイムで表示するように表示又は記憶の制御を行うことができ、これによりX線透視と同様なイメージングを行える。そして、このように超音波3次元アンジオ像のイメージングを行う際、超音波の複数断面の各データを全て記憶する必要がないことから、小容量のメモリを用いることができ、回路規模を更に小さくするうえで好都合となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】3次元アンジオ像とカラー血流像とを同時表示した状態を示す図である。

【図2】本発明の超音波診断装置の原理構成を示す図である。

【図3】本発明が適用された第1実施例の超音波診断装置の回路構成を示すブロック図である。

【図4】本発明の第1実施例における表示系のCFM用DSCの詳細を示すブロック図である。

【図5】本発明の第1実施例におけるアンジオグラム演算回路を論理回路で構成した一例を示す回路図である。

【図6】カラーモニタ上に表示する画像データの態様を示す図である。

【図7】表示系のカラー処理回路の詳細を示すブロック図である。

【図8】カラーモニタに表示するVデータについての色付けを説明するために用いた図である。

【図9】カラーモニタに表示するアンジオデータについての色付けの一例を説明するために用いた図である。

【図10】カラーモニタに表示するアンジオデータについての色付けの他の一例を説明するために用いた図である。

【図11】カラーモニタに表示するアンジオデータについての色付けの更に他の一例を説明するために用いた図

である。

【図12】本発明が適用された第1実施例の超音波診断装置を基本構成とした第1変形例の回路構成を示すブロック図である。

【図13】本発明が適用された第1実施例の超音波診断装置を基本構成とした第2変形例の回路構成を示すブロック図である。

【図14】本発明が適用された第1実施例の超音波診断装置を基本構成とした第3変形例の回路構成を示すブロック図である。

【図15】本発明が適用された第1実施例の超音波診断装置を基本構成とした第4変形例の回路構成を示すブロック図である。

【図16】本発明の第1実施例の第3変形例で用いるBモード用DSCの詳細を示すブロック図である。

【図17】本発明の第1実施例の第4変形例で用いるBモード用イメージメモリユニットの詳細を示すブロック図である。

【図18】本発明が適用された第2実施例の超音波診断装置の回路構成を示すブロック図である。

【図19】本発明の第2実施例における表示系のCFM用DSCの詳細を示すブロック図である。

【図20】本発明の第2実施例におけるアンジオグラム演算回路を論理回路で構成した一例を示すブロック図である。

【図21】イメージングの際の超音波プローブの傾きと走査面の関係を示す図である。

【図22】超音波像の血管位置を補正する場合を説明するために用いた図である。

【図23】本発明が適用された第2実施例の超音波診断装置を基本構成とした第1変形例の回路構成を示すブ

ック図である。

【図24】本発明が適用された第2実施例の超音波診断装置を基本構成とした第2変形例の回路構成を示すブロック図である。

【図25】本発明が適用された第2実施例の超音波診断装置を基本構成とした第3変形例の回路構成を示すブロック図である。

【図26】本発明が適用された第2実施例の超音波診断装置を基本構成とした第4変形例の回路構成を示すブロック図である。

【図27】本発明が適用された第3実施例の超音波診断装置を基本構成とした第5変形例の回路構成を示すブロック図である。

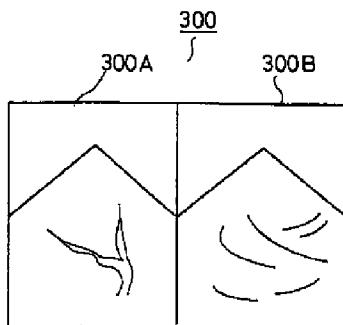
【図28】アンジオデータの3次元位置情報を表示する前に行う非線形の階調変換の処理特性の一例を示す図である。

【図29】アンジオデータの3次元位置情報を表示する前に行う非線形の階調変換の処理特性の他の一例を示す図である。

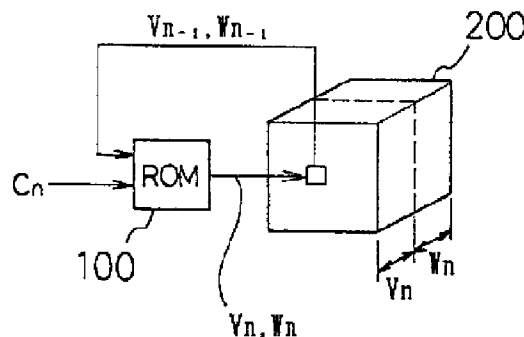
【符号の説明】

- 1 システムコントローラ
- 2 超音波プローブ
- 3 送信系
- 4 受信系
- 5 Bモード処理系
- 6 CFM処理系
- 7 表示系
- 8 操作スイッチ
- 9 位置検出回路
- 100 ROM
- 200 フレームメモリ

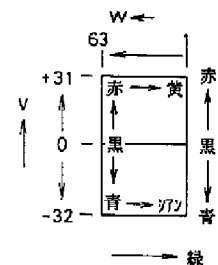
【図1】



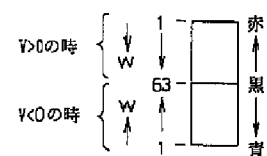
【図2】



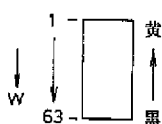
【図9】



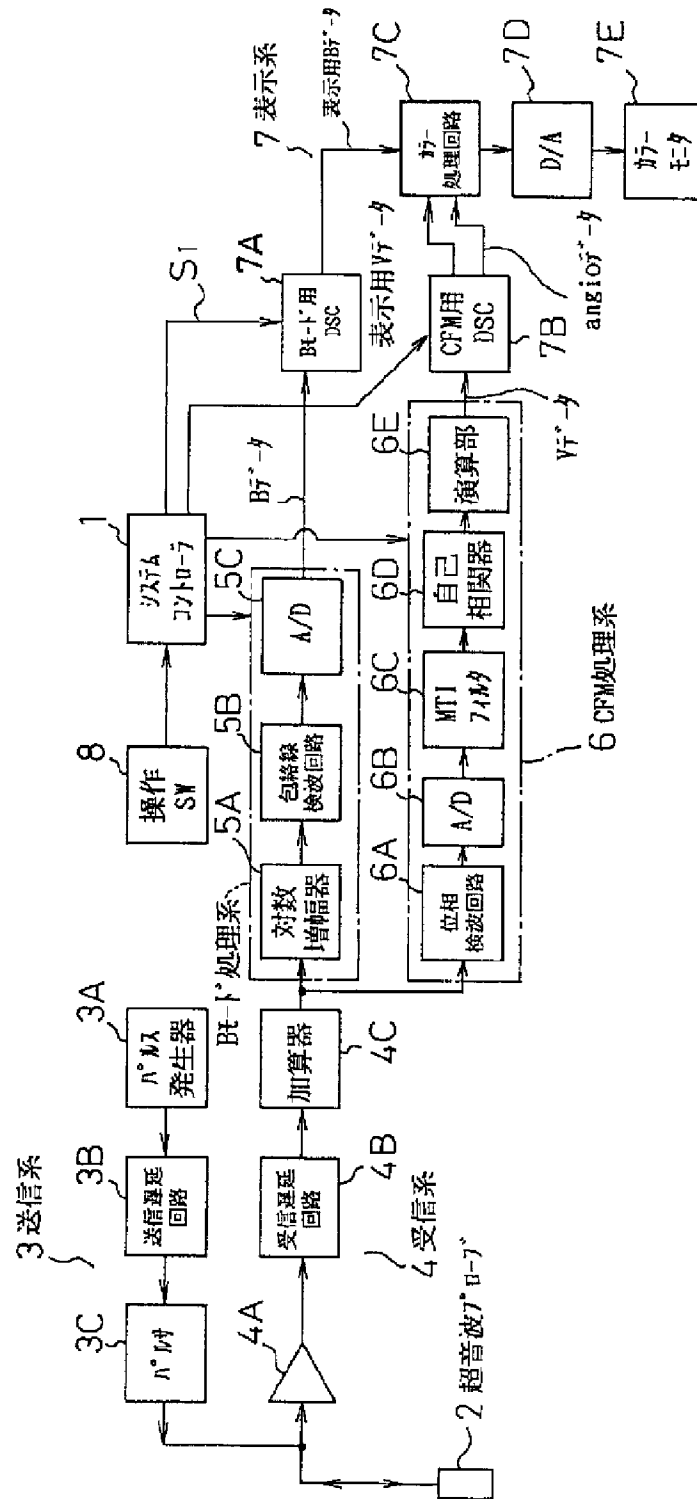
【図10】



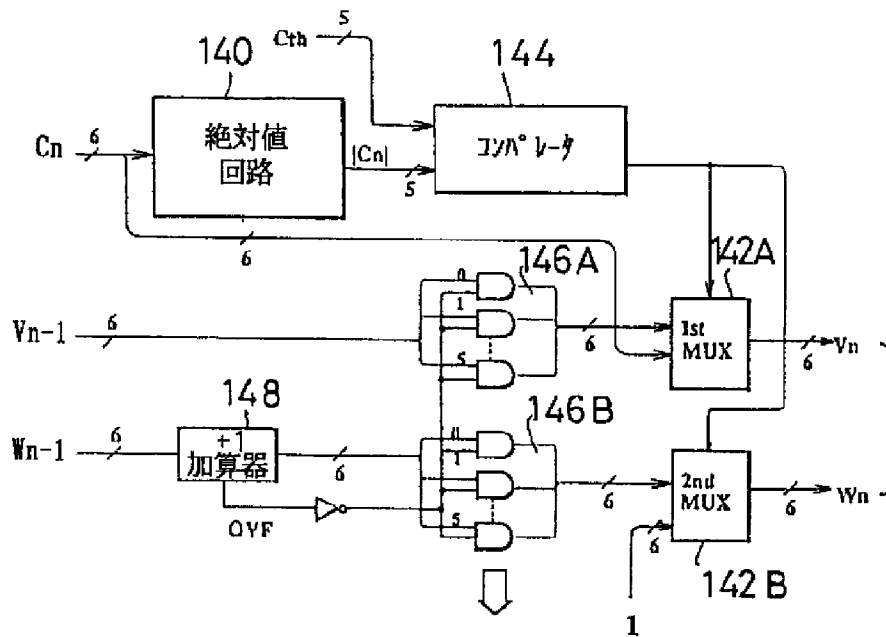
【図11】



【図3】



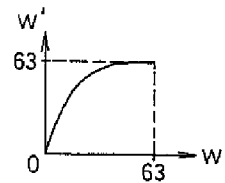
【図5】



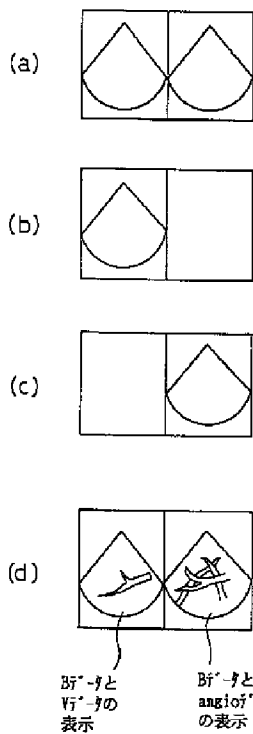
【図22】



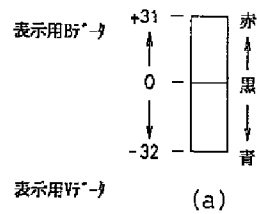
【図29】



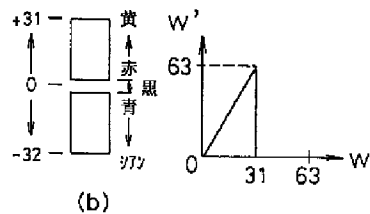
【図6】



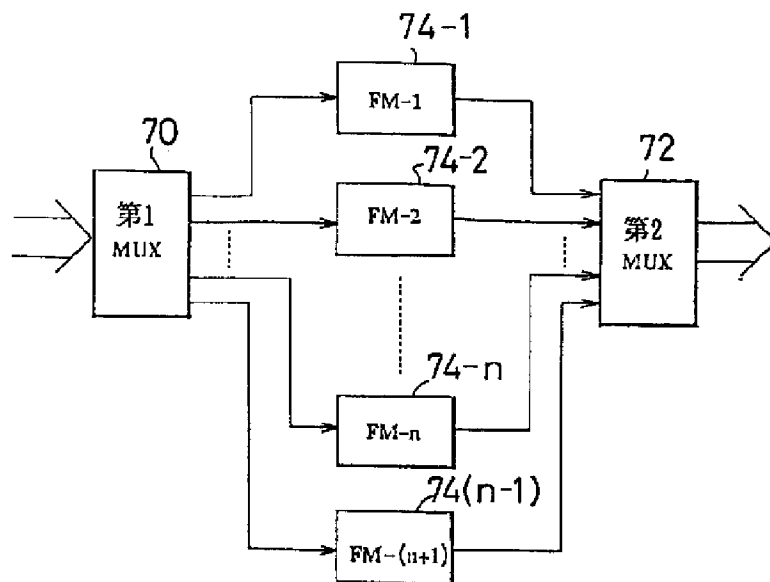
【図8】



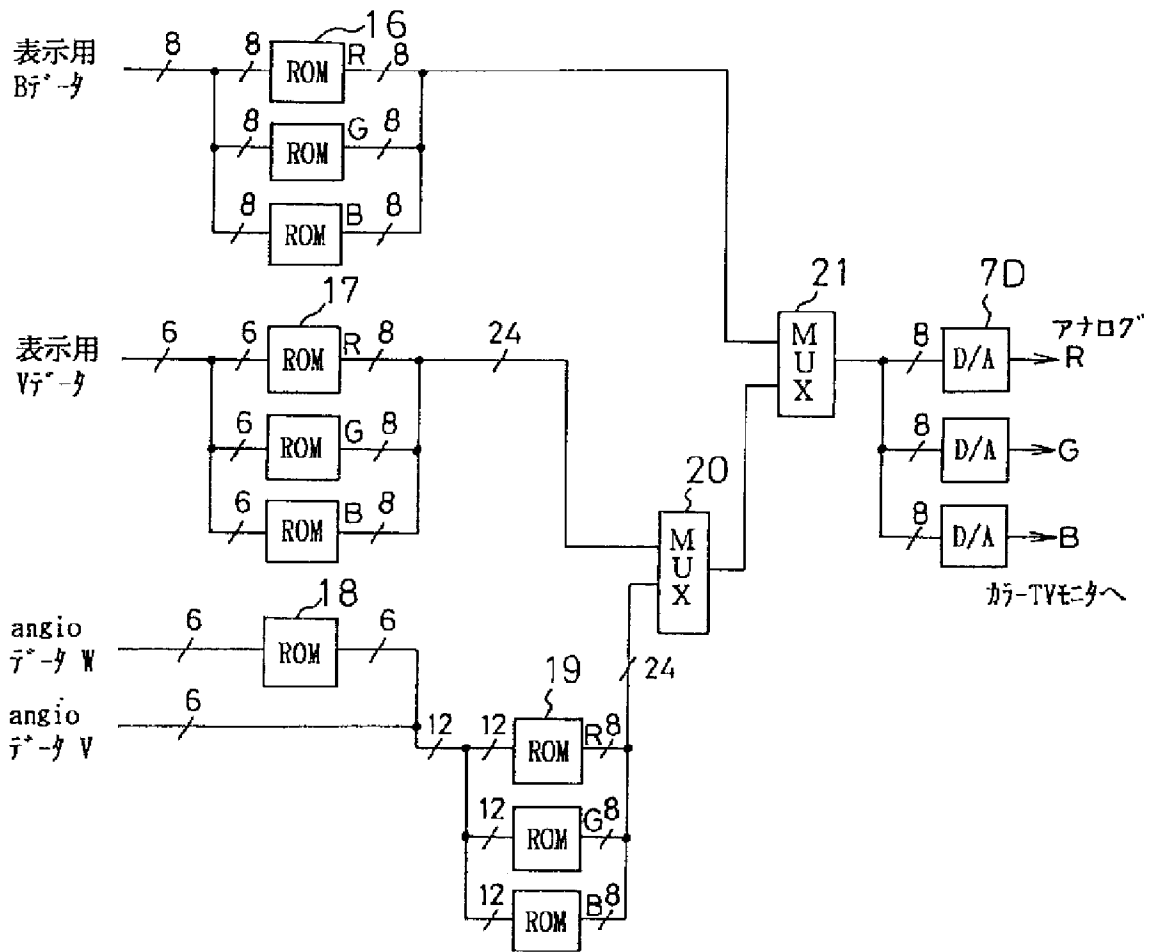
【図28】



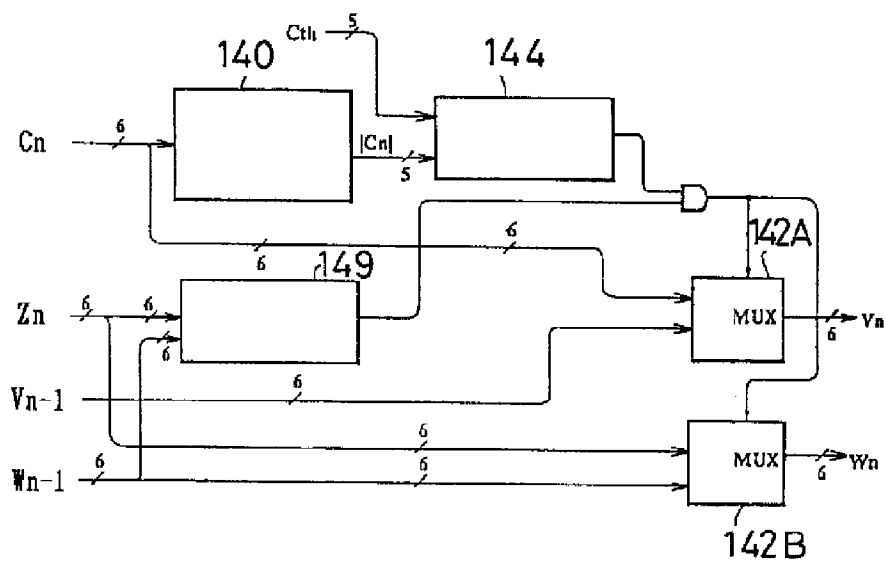
【図16】



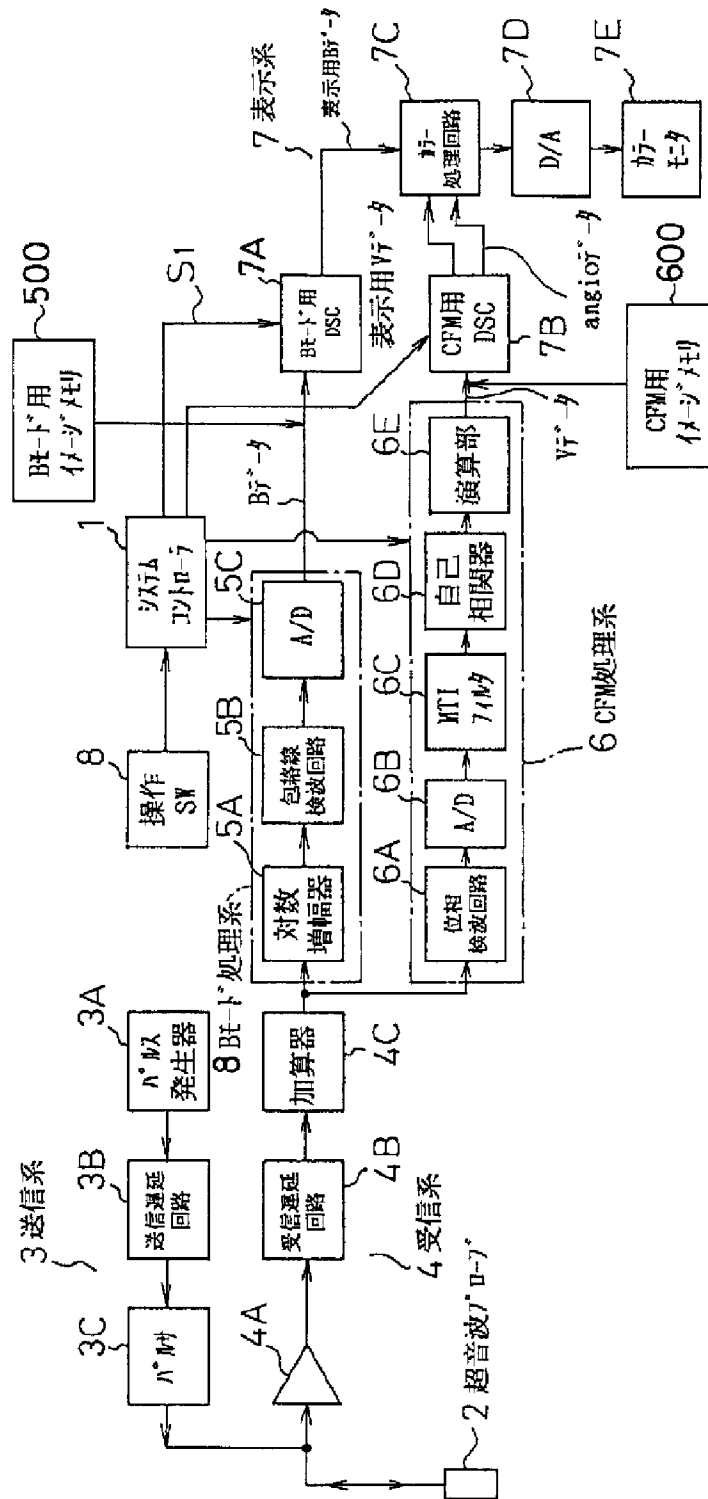
【図7】



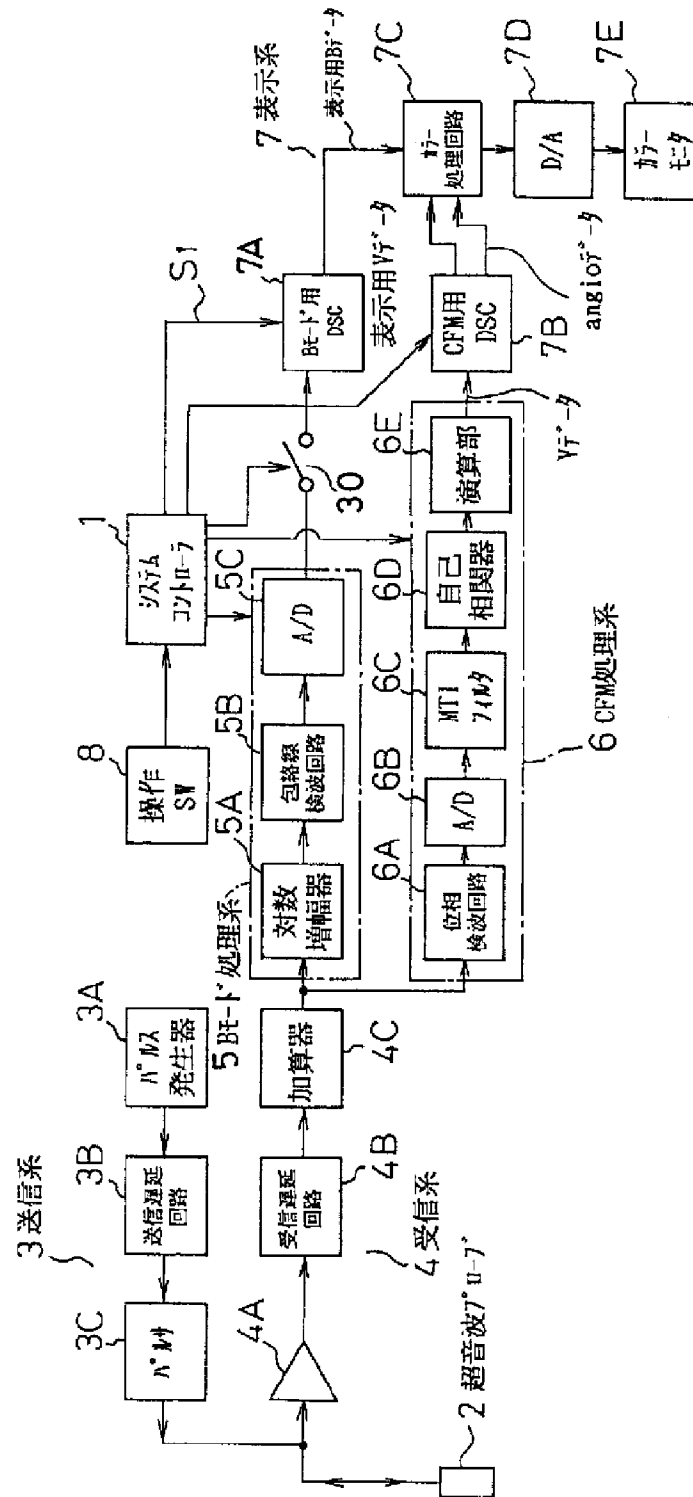
【図20】



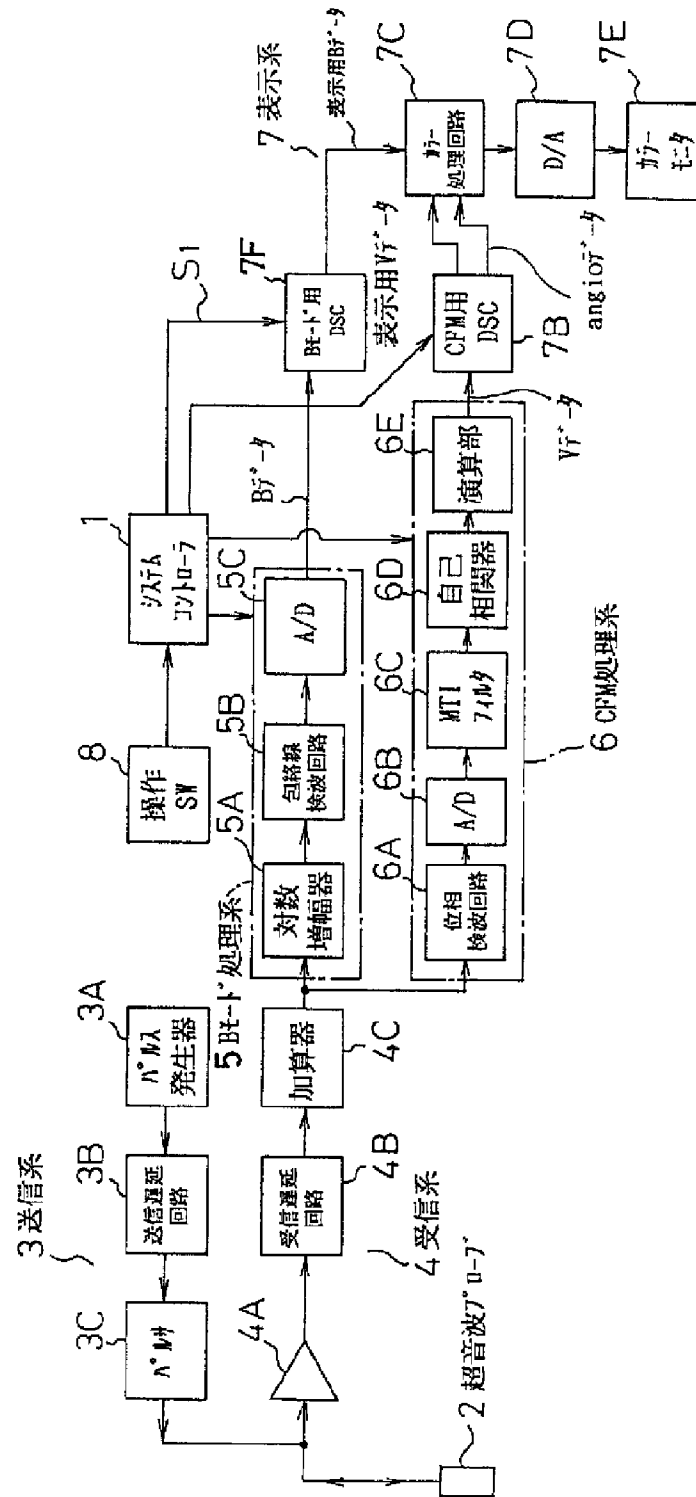
【図12】



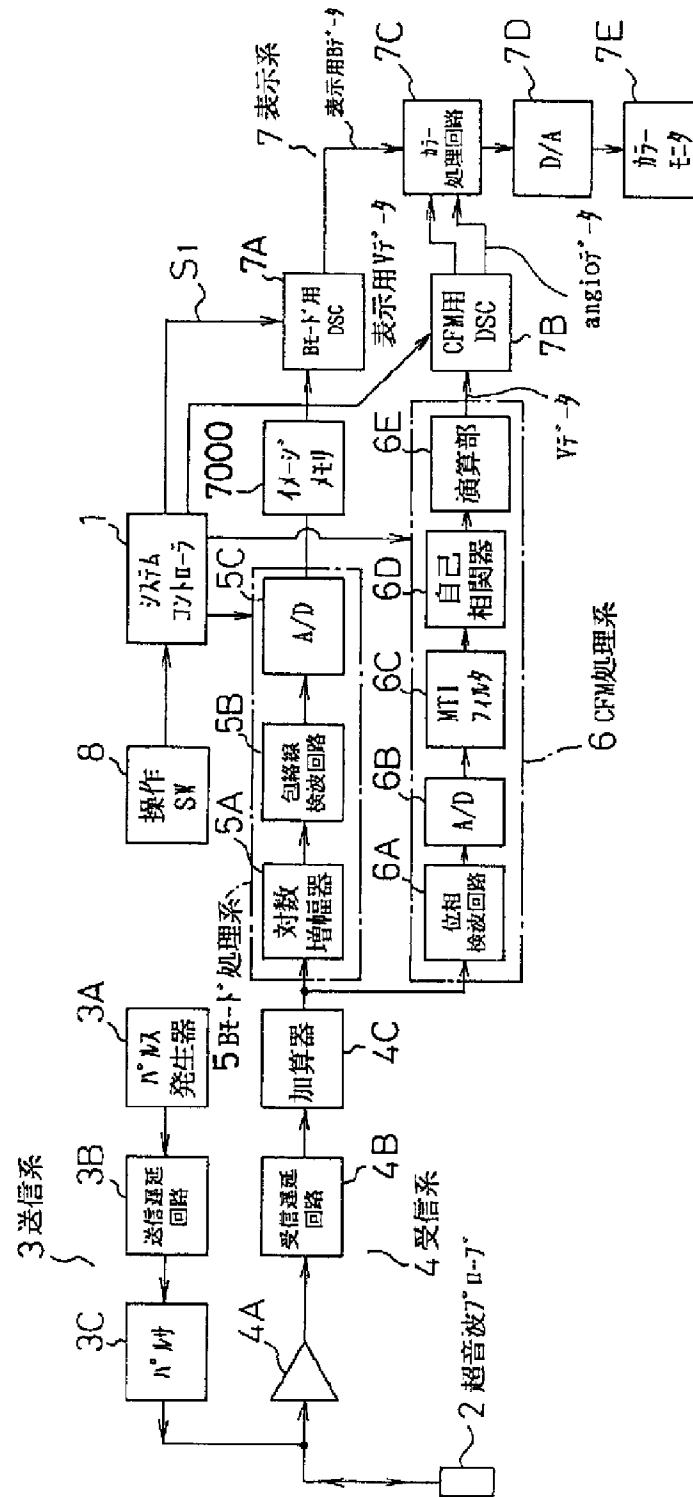
【図13】



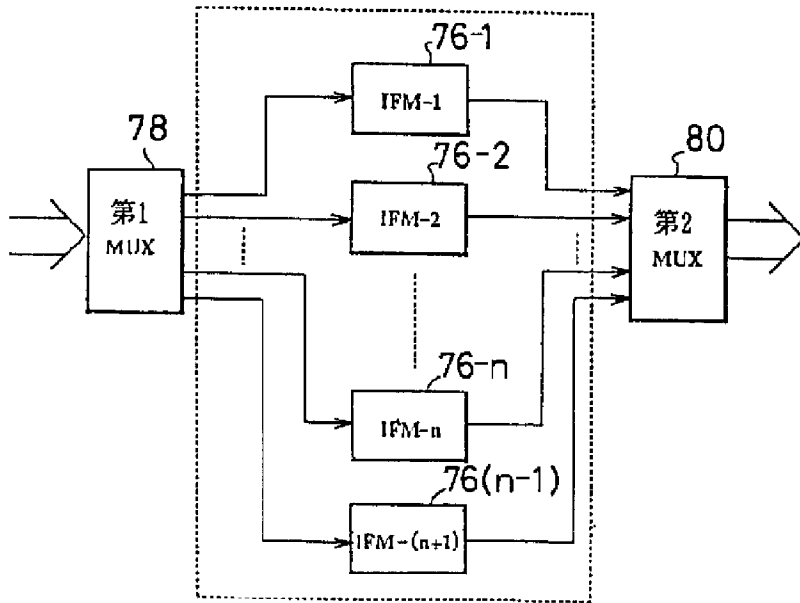
【图 1-4】



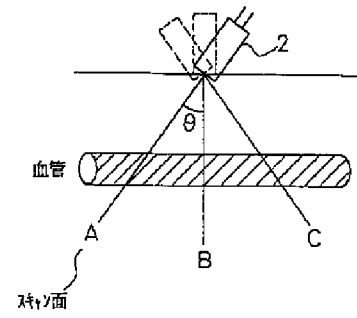
【図15】



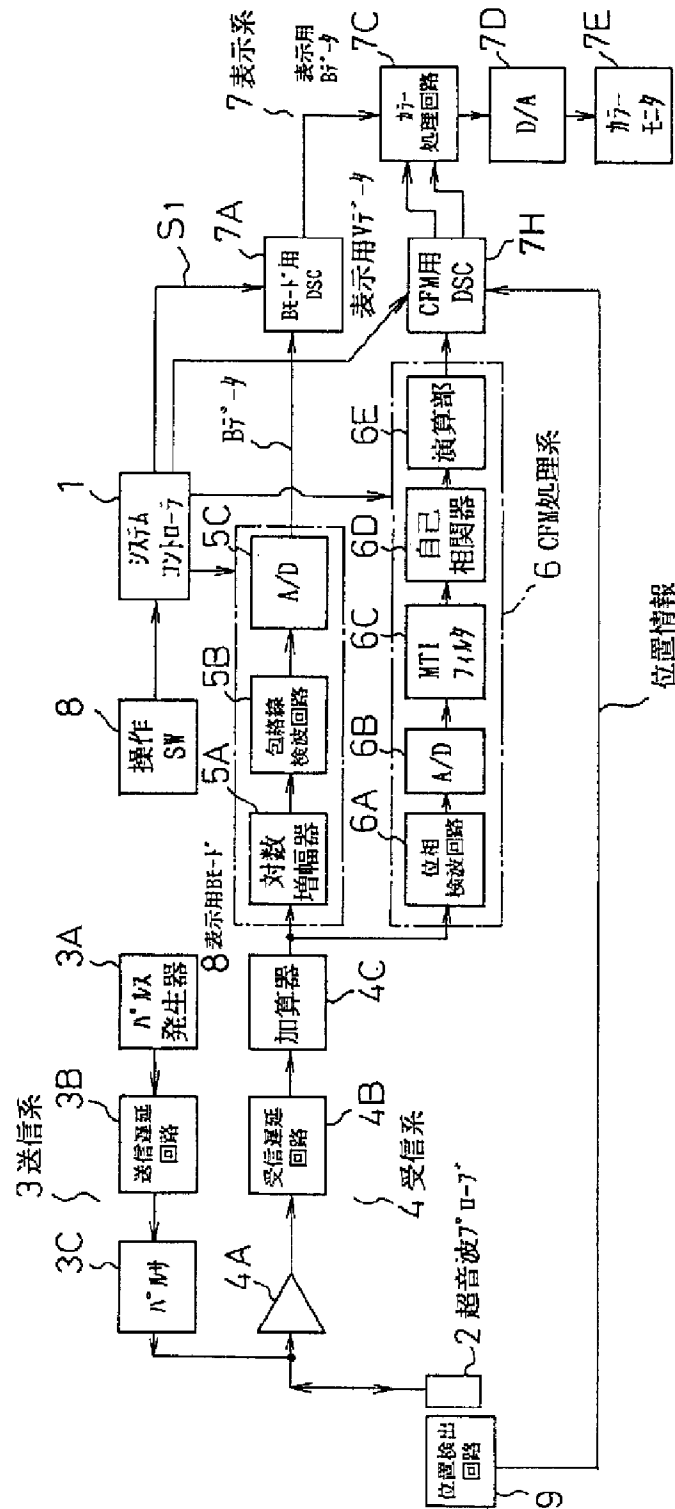
【図17】



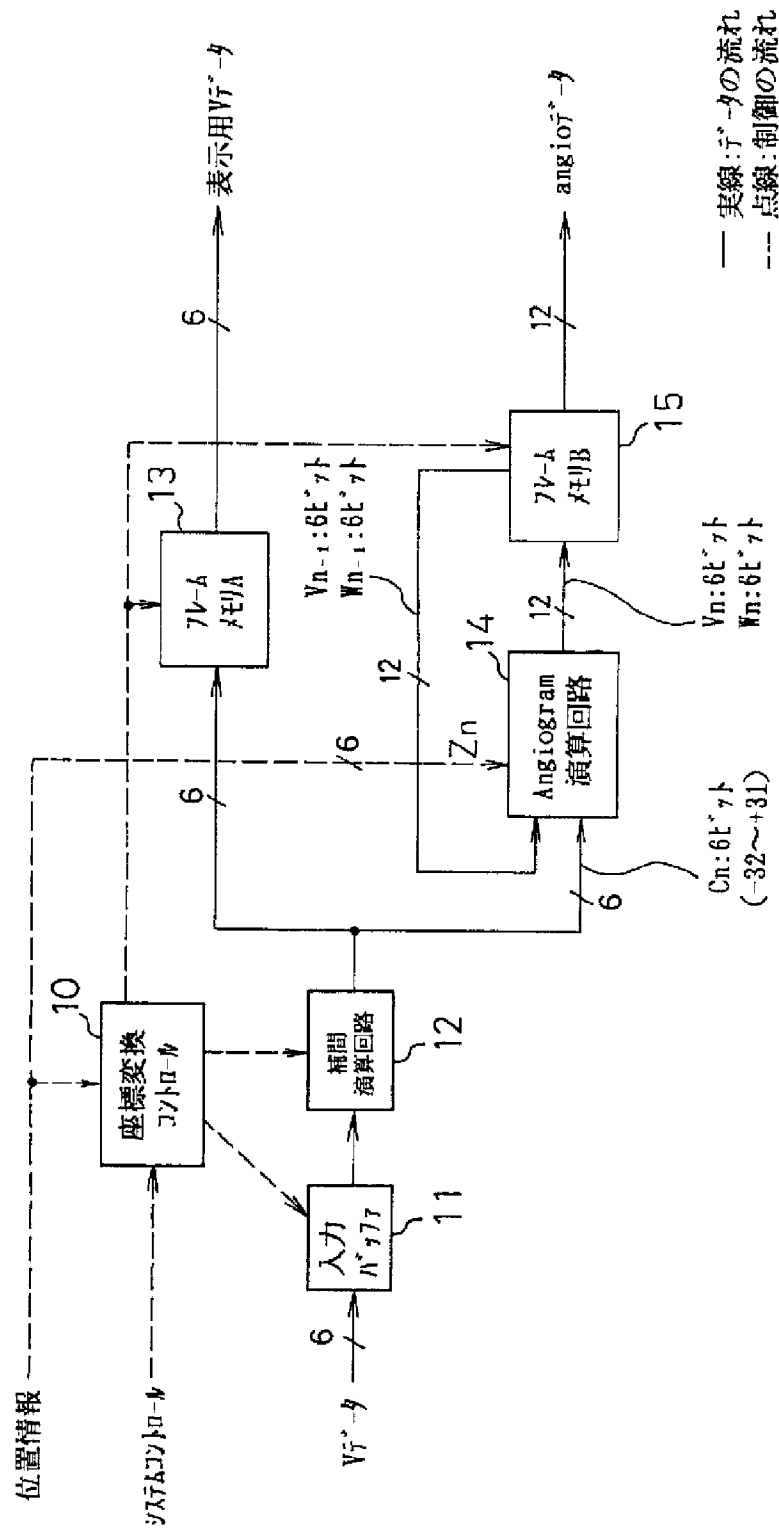
【図21】



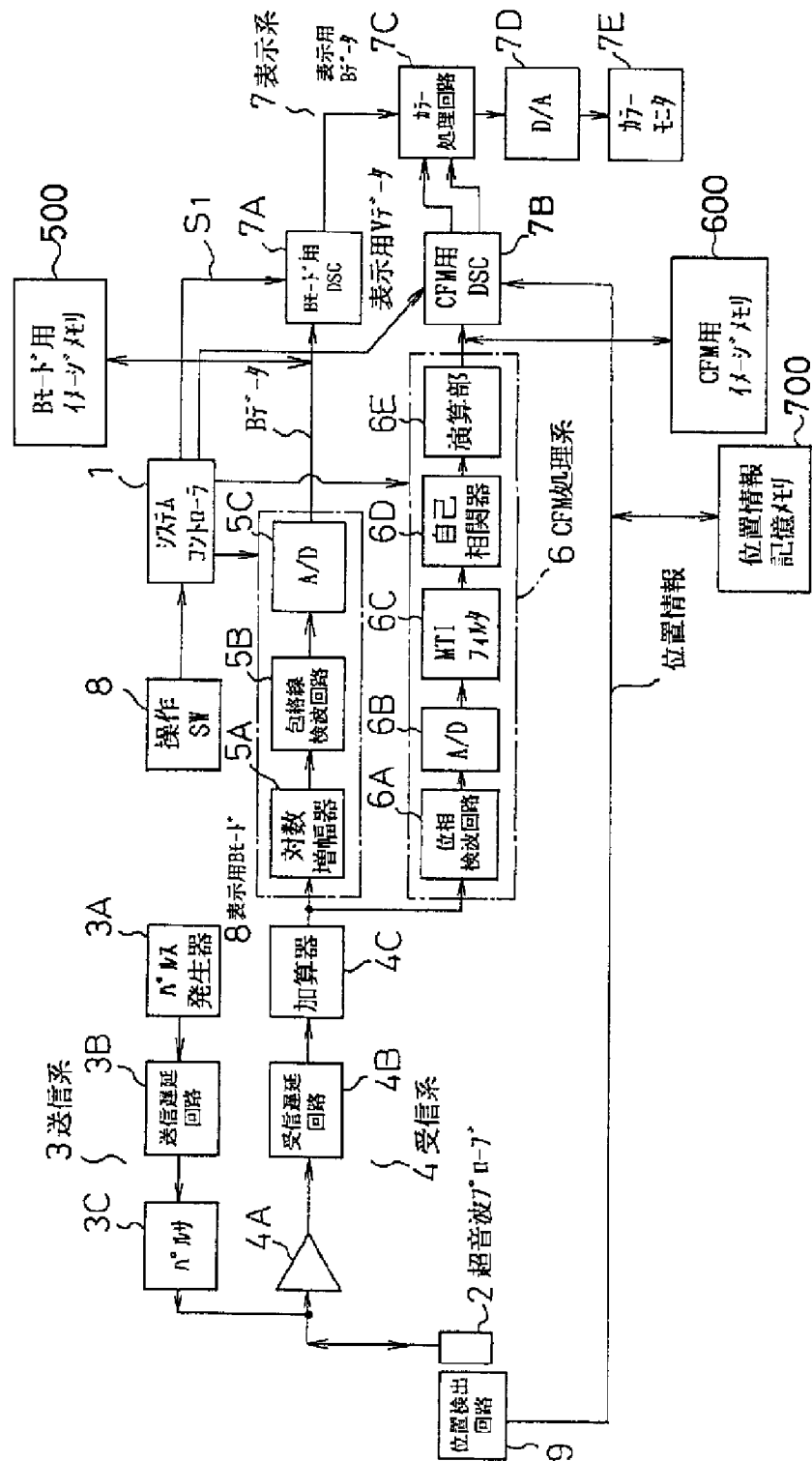
【図18】



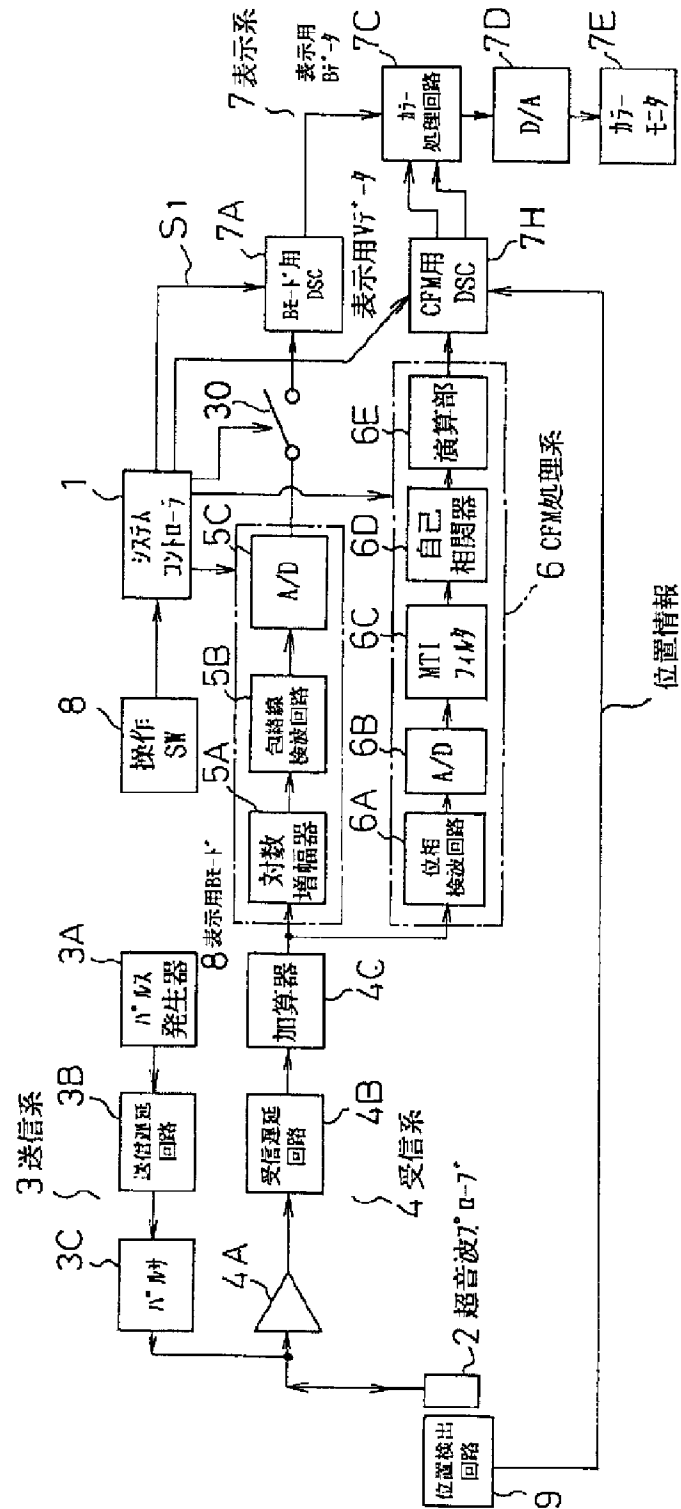
【図19】



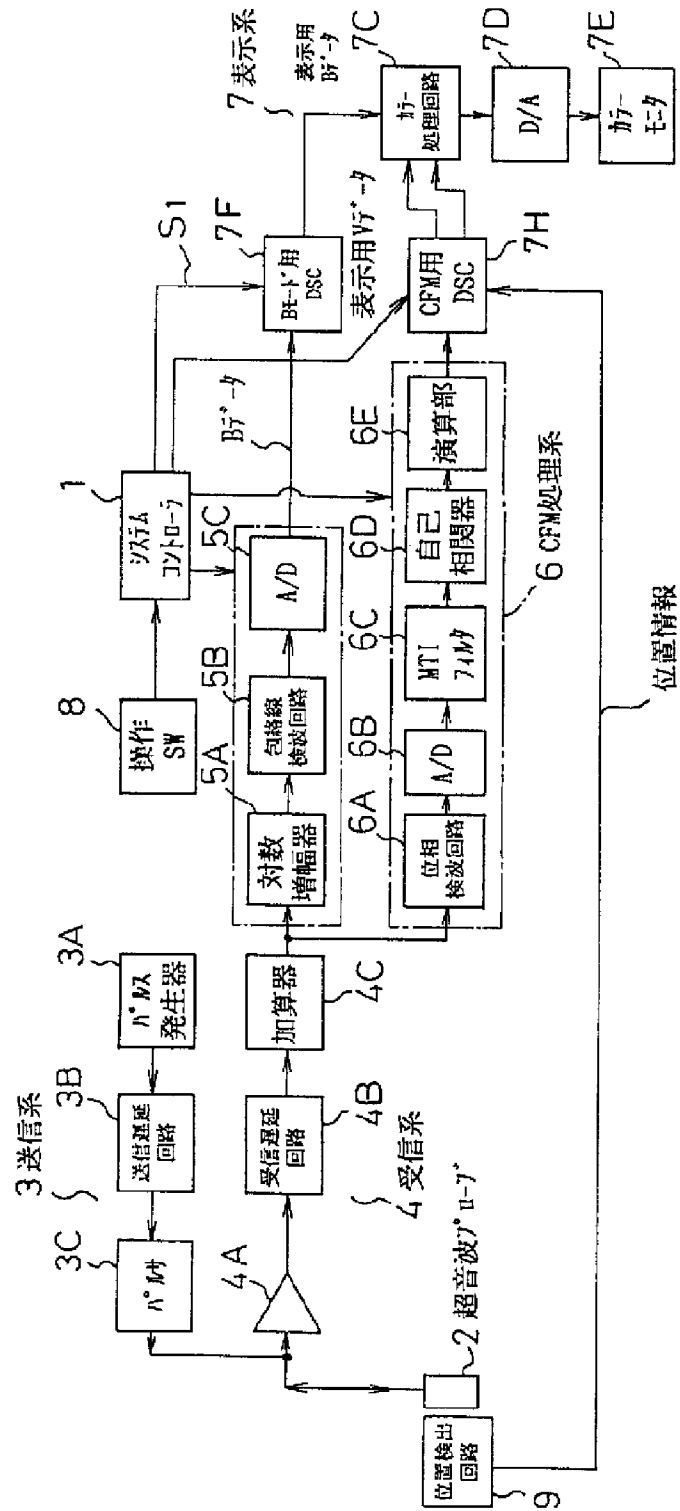
【図23】



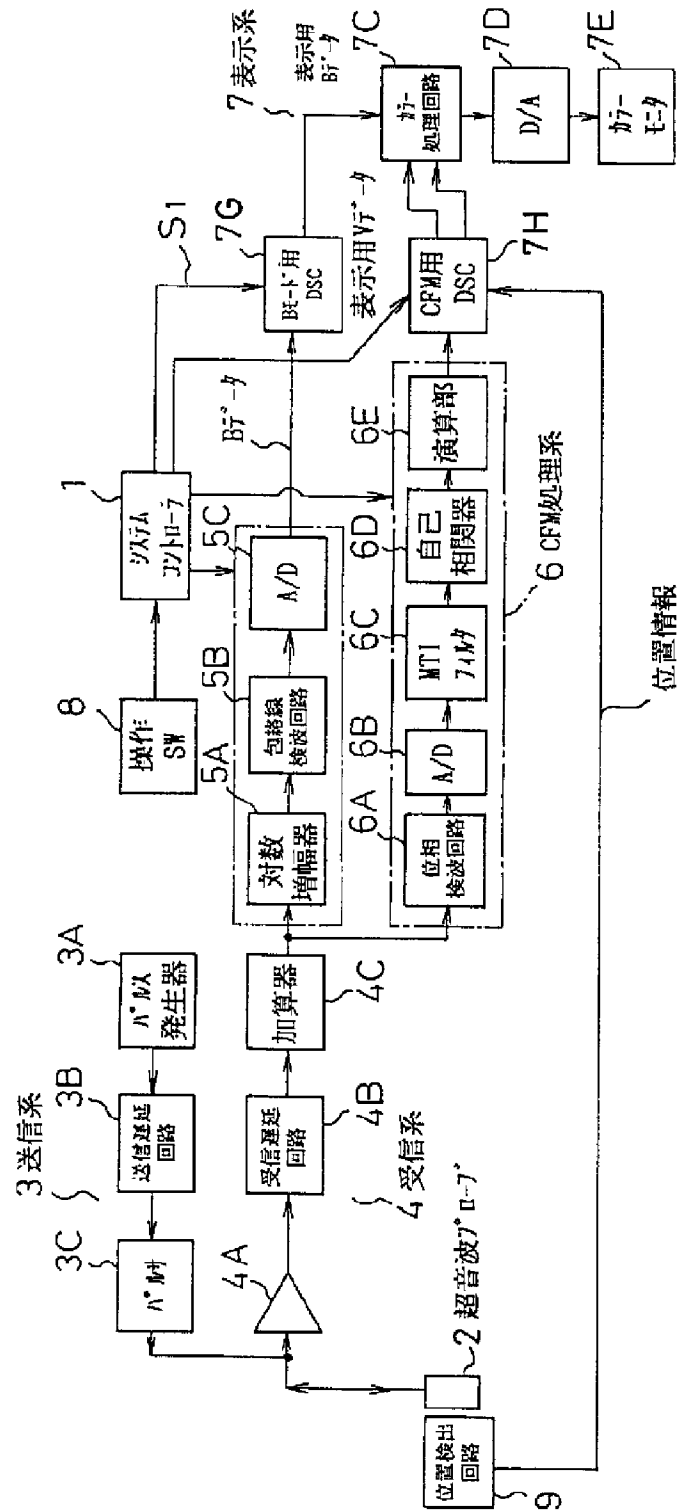
【図 2 4】



【図25】



【図26】



【図27】

